

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2001-70304
(P2001-70304A)

(43)公開日 平成13年3月21日(2001.3.21)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーム(参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
8/06		8/06	

審査請求 未請求 請求項の数19 O L (全 14 頁)

(21)出願番号 特願平11-246559

(22)出願日 平成11年8月31日(1999.8.31)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(74)代理人 100078765

弁理士 波多野 久 (外1名)

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 DD01 DD02 EE11

FF28 GB02 HH01 HH24 HH31

HH37 HH38 HH52 HH54 JB03

JB04 JB11 JB29 JB34 JB36

JB38 JC14 KK02 KK12 KK22

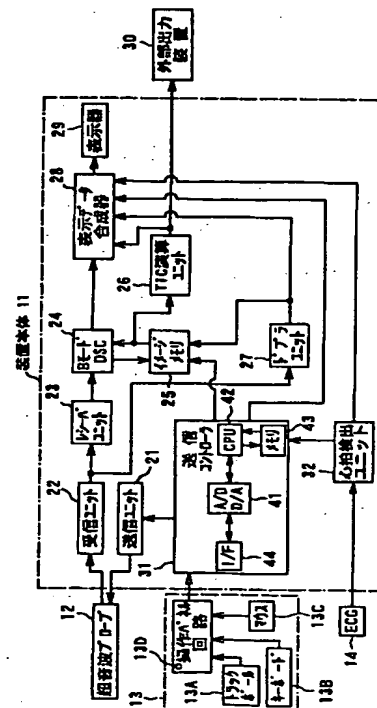
KK30 KK40 LL20

(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波送信方法

(57)【要約】

【課題】フラッシュエコーイメージング法に基づき、間歇送信間隔を変えて造影剤の染色度を定量化する手法において、1心拍以下の短い間隔であっても確実に間歇送信を行う。

【解決手段】超音波パルス信号を送信する送信手段(21, 12)と、被検体の心臓の周期的拍動を表す心拍信号を検出する心拍検出手段(14, 32)と、造影剤を消失させるための第1回目の超音波パルス信号を送信手段に送信させ、この送信後に、周期的拍動の所望時相に同期して第2回目の超音波パルス信号を送信手段に送信させる送信コントローラ31とを備える。所望時相は心拍信号(ECG信号)の参照波(R波)からの所望遅延時間で決まる。送信制御手段は、第1回目の送信と第2回目の送信との間の間隔を一定の規則の元に変化させる。例えば、この時間間隔は1心拍以下の時間間隔を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波造影剤を投与した被検体の内部に超音波パルス信号を送信し、この送信に伴うエコー信号を用いて当該被検体の断層像を得るようにした超音波診断装置において、

前記超音波パルス信号を送信する送信手段と、前記被検体の心臓の周期的拍動を表す心拍信号を検出する心拍検出手段と、前記超音波造影剤を消失させるための第1回目の前記超音波パルス信号を前記送信手段に送信させ、この送信後に、前記周期的拍動の所望時相に同期して第2回目の前記超音波パルス信号を前記送信手段に送信させる送信制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の超音波診断装置において、

前記送信制御手段は、前記第1回目の超音波パルス信号を前記周期的拍動とは非同期で送信させる手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項1又は2記載の超音波診断装置において、

前記所望時相は、前記心拍信号の参照波からの所望遅延時間で決まる心時相であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項3記載の超音波診断装置において、

前記心拍信号はECG（心電図）信号であって、前記参照波はそのECG信号のR波であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項4記載の超音波診断装置において、

前記送信制御手段は、前記第1回目の超音波パルス信号の送信と前記第2回目の超音波パルス信号の送信との間の時間間隔を一定の規則の元に变化させる間隔変化手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項5記載の超音波診断装置において、

前記時間間隔は、心拍周期の実数倍を含む任意の時間間隔であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項6記載の超音波診断装置において、

前記時間間隔は、1心拍以下の時間間隔を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項7記載の超音波診断装置において、

前記間隔変化手段は、前記時間間隔を t 、前記第2回目の超音波パルス信号の送信時相を決める遅延時間を t_0 としたとき、 $t \leq t_0$ の条件が成立するか否かを判定する判定手段を備え、この判定結果に応じて前記第1回目の超音波パルスの送信時相に相当する前記R波からの遅延時間 t_{DELAY} を演算するようにしたことを特徴と

する超音波診断装置。

【請求項9】 請求項8記載の超音波診断装置において、

前記間隔変化手段は、 $t \leq t_0$ の条件が成立するときには、 $t_{DELAY} = t_0 - t$ の演算を行って前記遅延時間 t_{DELAY} を求める第1の演算手段と、この遅延時間 t_{DELAY} 及び前記時間間隔 t 又は遅延時間 t_0 に応じて前記第1回目及び第2回目の超音波パルス信号の送信を1つのR波の出現後に指令する第1の送信指令手段とを備える一方で、

$t > t_0$ の条件が成立するときには、 $t_{DELAY} = T - (t - t_0)$ （ T ：心拍周期）の演算を行って前記遅延時間 t_{DELAY} を求める第2の演算手段と、この遅延時間 t_{DELAY} に応じて前記第1回目の超音波パルス信号の送信を1つのR波の出現後に指令するとともに、前記時間間隔 t に応じて前記第2回目の超音波パルス信号の送信をその次のR波の出現を跨いだ状態で指令する第2の送信指令手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20 【請求項10】 請求項9記載の超音波診断装置において、

前記第2の送信指令手段によって指令された前記第1回目及び第2回目の超音波パルス信号の送信時間間隔の実値を計測する計測手段と、この計測手段の計測値を前記時間間隔の値に回路的に置換する置換手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】 請求項5記載の超音波診断装置において、

30 前記時間間隔を既定値の中から任意に選択又は任意に設定する時間間隔設定手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】 請求項5記載の超音波診断装置において、

前記第2回目の超音波パルス信号の送信に伴って得られた前記エコー信号を受信する受信手段と、そのエコー信号に基づく画像データを生成して記録するデータ処理手段とを備え、

このデータ処理手段は、前記画像データの生成に関与した前記第1回目及び第2回目の超音波パルス信号の送信の前記時間間隔を表す情報を当該画像データと共に記録する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項13】 請求項12記載の超音波診断装置において、

前記画像データの輝度に基づき、前記エコー信号の強度変化曲線又は画像輝度の輝度変化曲線を表すデータを経時的に測定する測定手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項14】 請求項13記載の超音波診断装置において、

50 前記測定手段は、前記時間間隔を表す情報を使って前記

変化曲線を表すデータを作成する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】 超音波造影剤を投与した被検体の内部に超音波パルス信号を送信し、この送信に伴うエコー信号を用いて当該被検体の断層像を得るようにした超音波診断装置の超音波送信方法において、前記超音波造影剤を消失させるための第 1 回目の前記超音波パルス信号を送信し、この送信後に、前記被検体の心臓の周期的拍動の所望時相に同期して第 2 回目の前記超音波パルス信号を前記被検体内に送信することを特徴とする超音波送信方法。

【請求項 16】 請求項 15 記載の超音波送信方法において、

前記第 1 回目の超音波パルス信号は前記周期的拍動とは非同期で送信され、前記所望時相は前記心拍信号の参照波からの所望遅延時間で決まる心時相であることを特徴とする超音波送信方法。

【請求項 17】 請求項 16 記載の超音波送信方法において、

前記第 1 回目の超音波パルス信号の送信と前記第 2 回目の超音波パルス信号の送信との間の時間間隔を一定の規則の元に変化させることを特徴とする超音波送信方法。

【請求項 18】 請求項 17 記載の超音波送信方法において、

前記時間間隔は、1 心拍以下の時間間隔を含む任意の時間間隔であることを特徴とする超音波送信方法。

【請求項 19】 請求項 18 記載の超音波送信方法において、

前記時間間隔を t 、前記第 2 回目の超音波パルス信号の送信時相を決める遅延時間を t_d としたとき、 $t \leq t_d$ の条件が成立するか否かを判定し、この判定結果に応じて前記第 1 回目の超音波パルスの送信時相に相当する前記参照波からの遅延時間 t_{DELAY} を演算するようにしたことを特徴とする超音波送信方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、被検体に超音波造影剤を投与してコントラストエコー法の形態であるフラッシュエコーイメージング (FEI) 法に基づいた送信を行う超音波診断装置及び超音波送信方法に関する。

詳しくは、造影剤が反射したエコー信号を用いて血管部の血流動態の情報を画像化する機能、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報を画像化する機能、及びそれらの定量評価を目的とした種々の画像処理機能を備えた超音波診断装置及びその超音波送信方法に係り、とくに、それら各種の機能の高精度化及び高精細化に関する。

【0002】

【従来の技術】 超音波信号の医学的な応用は種々の分野にわたり、超音波診断装置もその 1 つである。超音波診

断装置は超音波信号の送受により画像信号を得る装置であり、超音波信号の非侵襲性を利用して種々の態様で使用されている。

【0003】 この超音波診断装置の主流は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得るタイプである。この撮像法は無侵襲で組織の断層像を得ることができ、X線診断装置、X線 CT スキャナ、MRI 装置、および核医学診断装置など、ほかの医用モダリティに比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小形で比較的安価、X線などの被曝が無い、超音波ドプラ法に抛り血流イメージングができるなど、多くの利点を有している。このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などの診断において広く利用されている。特に、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作により、心臓の拍動や胎児の動きをリアルタイムに観察でき、また被曝なども無いから何度も繰り返して検査でき、さらに装置をベッドサイドに移動させて容易に検査できるという種々の利点も持ち合わせている。

【0004】 この超音波診断装置の分野において、最近では、心臓や腹部臓器などの検査を実施する際、静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価を行うコントラストエコー法が注目を浴びている。造影剤を静脈から注入する手法は、動脈から注入する手法に比べて、侵襲性が低く、この評価法による診断が普及しつつある。超音波造影剤の主要成分は微小気泡 (マイクロバブル) であり、これが超音波信号を反射する反射源になっている。造影剤の注入量や濃度が高いほど造影効果も大きくなるが、造影剤の気泡の性質上、超音波照射によって造影効果時間が短縮するなどの事態も発生する。このような状況に鑑み、近年、持続性および耐圧型の造影剤も開発されているが、造影剤が体内に長く止まることは侵襲性の増大につながる懸念もある。

【0005】 このコントラストエコー法を実施する場合、被検体部位の関心領域には血流によって造影剤が次々に供給される。このため、超音波を照射して一度、気泡を消失させても、次の超音波照射の時点では新しい気泡がその関心領域に流入していれば造影効果は維持されると想定される。しかし、実際には、超音波の送受信は通常、1 秒間に数千回行われること、および、血流速度が遅い臓器実質や比較的細い血管の血流動態が存在することを考えると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に次々と気泡が消失し、造影効果が瞬時に減弱することになる。

【0006】 造影剤を用いた診断法の内、最も基本的な診断法は、造影剤による輝度増強の有無を調べることにより診断部位の血流の有無を知るというものである。さらに進んだ診断法は、診断部位における輝度変化の広がりや輝度増強の程度から造影剤の空間分布の時間変化を知るという手法や、造影剤が注入されてから関心領域に到達するまでの時間、および、ROI 内の造影剤による

エコー輝度の経時変化 (Time Intensity Curve : TIC)、または最大輝度などを求める手法である。

【0007】このコントラストエコー法はまた、超音波エコー信号の非基本波成分を用いて画像化するハーモニクイメージング法によっても効果的に実施できる。ハーモニクイメージング法は、造影剤の主要成分である微小気泡が超音波励起されたときに生じる非線形挙動に因る非基本波成分のみを分離・検出するイメージング法である。生体臓器は比較的、非線形挙動を起こし難いため、このハーモニクイメージング法によって良好なコントラスト比の造影剤画像を得ることができる。

【0008】さらに、上述のように超音波の照射によって微小気泡が消失してしまう現象を利用して、フラッシュエコーイメージング (Flash Echo Imaging) 法 (又は、トランジェントレスポンスイメージング法とも呼ばれる) と呼ばれる撮像手法が提案されており、これにより輝度増強を改善できることが報告されている (例えば、文献「67-95 フラッシュエコー映像法の検討(1)、神山直久等、第67回日本超音波医学会研究発表会、1996年6月」、又は、特開平8-280674号公報参照)。このイメージング法は原理的には、従来型の1秒間に数十フレームといった連続スキャンに代えて、数秒間に1フレームといった間欠的送信にするもので、その間欠時間の間、割らずに密集させた微小気泡を一度に消滅させて、高いエコー信号を得ようとする手法である。

【0009】さらに、従来、この間欠送信の間隔を変えて造影剤の染影度を定量化する手法が提案されている。超音波を照射することにより造影剤が消失するので、間欠送信時に観察されるエコー輝度は超音波の送信停止時間内にスキャン面に流入してくる微小気泡の量に依存することになる。一例として、間欠送信の間隔を1心拍、2心拍、…と変化したとき、心筋部に設定した関心領域 (ROI) の染影輝度の変化は概念的には図10のように表される (例えば、文献「SanjivKaul, "Myocardial contrast echocardiography", Current Problems in Cardiology, Vol. 22, No. 11, 1997 pp. 611-616」参照)。

【0010】同図に示す如く、心拍数 (間欠送信の間隔時間) が増大するにつれて染影輝度曲線は飽和してくるが、この曲線が平坦になったときの輝度は関心領域のトータルの血流量に比例し、平坦になる前の曲線の傾きは血液 (造影剤) の流入速度に相関する。したがって、図10の場合、曲線1、2を得た両方の関心領域における血流の動態を比較すると、曲線2に該当する血流動態は、曲線1に該当するそれに比較して、血液の流入速度が低く、かつトータルの血流量が少ないことを示してい

る。

【0011】さらに、上述の間欠送信の間隔を順に変化させて図10に示す曲線を自動手的に計測する機能を有する装置及びスキャン法が本発明者によって既に、特開平11-155958号公報 (特願平9-324772号出願) にて提案されている。

【0012】一方、従来から心電図同期法 (ECG-gating) に基づき画像を得るイメージングが盛んに行われている。この心電図同期法を用いるときの基準トリガとしては、通常、心電周期の中で最大強度の波形として検出されるR波が使用される (図11の矢印Aの波形)。R波以外の心時相に同期した画像が必要なときは、オペレータが基準トリガ (R波) からの遅延時間を適宜に設定し、この遅延時間の経過時に同期してスキャンを行っている。例えば、心臓の収縮末期の画像を観察したい場合、オペレータはかかる遅延時間を例えば0.2秒 (図11の矢印A-B間の時間) に設定し、T波末期 (図11の矢印B参照) の時相に同期した画像が得られる。

【0013】このため、心電図同期法を使って心拍時相を固定し、この時相に合わせて間欠送信の間隔を変える場合、基準トリガがR波であるため、間欠送信の間隔は1心拍、2心拍、…といった単位で変えられる。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した間欠送信法の送信間隔を変えて造影剤の染影度を定量化する手法にあっては、以下のような未解決の問題が放置されていた。この問題を図10を用いて説明する。

【0015】同図において、曲線1、2の間欠送信間隔が零となるときの極限の染影輝度は夫々 a_1 、 a_2 (y切片) となっており、輝度が零にはなっていない。この輝度値が零よりも大きくなるのは、染影前から画像化されている定常的なエコー成分が存在することに因る。仮にハーモニクイメージング法を用いて組織由来のエコー成分を除去した (画像化しない) としても、超音波信号が生体内伝播時に非線形効果を受けて高調波成分、いわゆるティッシュハーモニク成分を生じる。このティッシュハーモニク成分がエコー信号に反映し、輝度値の底上げをもたらしている。

【0016】従来法の場合、実際の計測によって染影輝度値は、図10中の黒丸で示された整数値の間欠送信間隔 (1心拍、2心拍、3心拍、…) 夫々における値である。このため、図中の曲線全体を計測値から推定することは非常に困難である。とくに、1心拍以下の間欠送信間隔における曲線の挙動は曖昧さが非常に多く残る。曲線が原点 (0, 0) を通るならば比較的容易にカーブフィッティングを施して、精度良く曲線の全体像を把握できるかもしれないが、前述したようにティッシュハーモニク成分が存在するため、原点を使用することができない。このため、カーブフィッティングしたとしても、

誤差を多く含む確率が極めて大きくなる。

【0017】したがって、とくに1心拍以下の間歇送信間隔における曲線部分の曖昧さが大きく、曲線傾きから求める血流の流入速度の精度に対する信頼性が極めて低いという問題があった。

【0018】本発明の目的は、フラッシュエコーイメージング法に基づき、間歇送信間隔を変えて造影剤の染色度を定量化する手法において、とくに、1心拍以下の短い間隔であっても確実に間歇送信を行うことができ、これにより、血管部の血流動態の情報やパフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報をより高精度に定量化できる超音波診断装置及び超音波送信方法を提供することである。

【0019】

【課題を解決するための手段】上述した種々の目的を達成するため、本願の1つの発明によれば、超音波造影剤を投与した被検体の内部に超音波パルス信号を送信し、この送信に伴うエコー信号を用いて当該被検体の断層像を得るようにした超音波診断装置において、前記超音波パルス信号を送信する送信手段と、前記被検体の心臓の周期的拍動を表す心拍信号を検出する心拍検出手段と、前記超音波造影剤を消失させるための第1回目の前記超音波パルス信号を前記送信手段に送信させ、この送信後に、前記周期的拍動の所望時相に同期して第2回目の前記超音波パルス信号を前記送信手段に送信させる送信制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0020】このように超音波パルス信号を2回送信することで1心拍よりも小さい時間間隔の間歇送信を行うことができる。第1回目の送信で造影剤を積極的に消失させ、その後に流入した造影剤（血流）を用いて第2回目の送信によりフラッシュエコーイメージング法の下に画像化することができる。1心拍未満の範囲の間歇送信間隔まで細かく制御して画像信号を観察するので、TIC（輝度変化曲線）計測の特に経過時間が短い範囲でのデータ量が増え、TICデータの定量評価の精度が良くなる。

【0021】本発明の好適な態様として、更に、以下のものを提供できる。

【0022】好適には、前記送信制御手段は、前記第1回目の超音波パルス信号を前記周期的拍動とは非同期で送信させる手段である。

【0023】また好適には、前記所望時相は、前記心拍信号の参照波からの所望遅延時間で決まる心時相である。例えば、前記心拍信号はECG（心電図）信号であって、前記参照波はそのECG信号のR波である。

【0024】さらに好適には、前記送信制御手段は、前記第1回目の超音波パルス信号の送信と前記第2回目の超音波パルス信号の送信との間の時間間隔を一定の規則の元に変化させる間隔変化手段を備える。例えば、前記時間間隔は、心拍周期の実数倍を含む任意の時間間隔で

ある。この場合、前記時間間隔は、1心拍以下の時間間隔を含んでいてもよい。

【0025】好適には、前記間隔変化手段は、前記時間間隔を t 、前記第2回目の超音波パルス信号の送信時相を決める遅延時間を t_0 としたとき、 $t \leq t_0$ の条件が成立するか否かを判定する判定手段を備え、この判定結果に応じて前記第1回目の超音波パルスの送信時相に相当する前記R波からの遅延時間 t_{DELAY} を演算する。

【0026】具体的な態様によれば、前記間隔変化手段は、 $t \leq t_0$ の条件が成立するときには、 $t_{DELAY} = t_0 - t$ の演算を行って前記遅延時間 t_{DELAY} を求める第1の演算手段と、この遅延時間 t_{DELAY} 及び前記時間間隔 t 又は遅延時間 t に応じて前記第1回目及び第2回目の超音波パルス信号の送信を1つのR波の出現後に指令する第1の送信指令手段とを備える一方で、 $t > t_0$ の条件が成立するときには、 $t_{DELAY} = T - (t - t_0)$ （ T ：心拍周期）の演算を行って前記遅延時間 t_{DELAY} を求める第2の演算手段と、この遅延時間 t_{DELAY} に応じて前記第1回目の超音波パルス信号の送信を1つのR波の出現後に指令するとともに、前記時間間隔 t に応じて前記第2回目の超音波パルス信号の送信をその次のR波の出現を跨いだ状態で指令する第2の送信指令手段とを備える。

【0027】また別の態様によれば、前記第2の送信指令手段によって指令された前記第1回目及び第2回目の超音波パルス信号の送信時間間隔の実際値を計測する計測手段と、この計測手段の計測値を前記時間間隔の値に回路的に置換する置換手段とを備えていてもよい。

【0028】一方、前記時間間隔を既定値の中から任意に選択又は任意に設定する時間間隔設定手段を備えることもできる。

【0029】また、前記第2回目の超音波パルス信号の送信に伴って得られた前記エコー信号を受信する受信手段と、そのエコー信号に基づく画像データを生成して記録するデータ処理手段とを備え、このデータ処理手段は、前記画像データの生成に関与した前記第1回目及び第2回目の超音波パルス信号の送信の前記時間間隔を表す情報を当該画像データと共に記録する手段を含むように構成してもよい。

【0030】この場合、好適には、前記画像データの輝度に基づき、前記エコー信号の強度変化曲線又は画像輝度の輝度変化曲線を表すデータを経時的に測定する測定手段を備えることである。例えば、前記測定手段は、前記時間間隔を表す情報を使って前記変化曲線を表すデータを作成する手段である。

【0031】また、前記目的を達成するため、本願の別の発明によれば、超音波造影剤を投与した被検体の内部に超音波パルス信号を送信し、この送信に伴うエコー信号を用いて当該被検体の断層像を得るようにした超音波

10

20

30

40

50

診断装置の超音波送信方法において、前記超音波造影剤を消失させるための第1回目の前記超音波パルス信号を送信し、この送信後に、前記被検体の心臓の周期的拍動の所望時相に同期して第2回目の前記超音波パルス信号を前記被検体内に送信することを特徴とする。

【0032】この送信方法によっても、前述と同様に、第1回目の送信で造影剤を積極的に消失させ、その後に流入した造影剤（血流）を用いて第2回目の送信によりフラッシュエコーイメージング法の下に画像化することができる。

【0033】好適には、前記第1回目の超音波パルス信号は前記周期的拍動とは非同期で送信され、前記所望時相は前記心拍信号の参照波からの所望遅延時間で決まる心時相である。さらに好適には、前記第1回目の超音波パルス信号の送信と前記第2回目の超音波パルス信号の送信との間の時間間隔を一定の規則の元に変化させることである。

【0034】このとき、前記時間間隔は、1心拍以下の時間間隔を含む任意の時間間隔であることが好適である。具体的には、前記時間間隔を t 、前記第2回目の超音波パルス信号の送信時相を決める遅延時間を t_d としたとき、 $t \leq t_d$ の条件が成立するか否かを判定し、この判定結果に応じて前記第1回目の超音波パルスの送信時相に相当する前記参照波からの遅延時間 t_{DELAY} を演算する。

【0035】

【発明の実施の形態】以下、この発明の1つの実施形態を、図1~7を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に超音波造影剤を投与し、その染色度から血流状態を観察する場合の関心部位全てに適用できるが、以下では、肝臓実質または心臓筋肉に流入する造影剤（パフュージョン）の染色度に基づき血流動態のデータを得て異常部位を同定する超音波診断装置について説明する。

【0036】図1に、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示す。図1に示す超音波診断装置は、装置本体11と、この装置本体11に接続された超音波プローブ12、操作パネル13、およびECG（心電計）14とを備える。

【0037】操作パネル13は、オペレータから各種の指示や情報を装置本体11に与えるために使用されるもので、キーボード13A、トラックボール13B、マウス13C、および後述するTIC計測のためのスキャンシーケンスを開始させるための実行ボタン13Dを備えている。トラックボール13Bは例えば、モニタ画面上のポインティングデバイスとして機能させるほか、画像上にROI（関心領域）の設定などを行うために使用される。キーボード13Aなどを操作してイメージングモードを「Bモードイメージング」及び「CFM（Color Flow Mapping）モードイメージン

グ」の間の切換を指令することができる。CFMモードイメージングは血流状態を2次元のカラー像で表示するイメージングモードで、CFMモードの画像がBモードの画像に重畳して表示される。

【0038】超音波プローブ12は、被検体との間で超音波信号の送受信を担うデバイスであり、電気/機械可逆的変換素子としての圧電セラミックなどの圧電振動子を有する。好適な一例として、複数の圧電振動子がアレイ状に配列されてプローブ先端に装備され、フェーズドアレイタイプのプローブ12が構成されている。これにより、プローブ12は装置本体11から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体内の所望方向に送信する一方で、被検体で反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

【0039】ECG14は、主に被検体の体表に接触させて使用され、被検体の心電波形データを得る。

【0040】装置本体11は図示の如く、プローブ12に接続された送信ユニット21および受信ユニット22、この受信ユニット22の出力側に置かれたレシーバユニット23、Bモード用DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）24、イメージメモリ25、TIC演算ユニット26、ドブラユニット27、表示データ合成器28、および表示器29を備える。TIC演算ユニット26には、本診断装置の外部に置かれた外部出力装置30が接続されている。この外部出力装置は、例えばプリンタ、磁気記憶媒体、ネットワーク経由のパソコンなどにより構成される。装置本体11は、さらに、送信ユニット21に拠る超音波信号の送信タイミングを制御するための送信コントローラ31と、ECG14が検出したECG（心電図）信号を受ける心拍検出ユニット32とを備える。

【0041】上記装置本体11の各回路の構成および動作をさらに説明する。

【0042】送信ユニット21は、図示しないパルス発生器、送信遅延回路、およびパルサを有する。パルス発生器は、例えば5KHzのレート周波数 f_r [Hz]（周期 $1/f_r$ [秒]）のレートパルスを発生する。このレートパルスは、送信チャンネル数分に分配されて送信遅延回路に送られる。送信遅延回路には、遅延時間を決めるタイミング信号が送信チャンネル毎に供給されるようになっている。これにより、送信遅延回路はレートパルスに指令遅延時間をチャンネル毎に付与する。遅延時間が付与されたレートパルスが送信チャンネル毎にパルサに供給される。パルサはレートパルスを受けたタイミングでプローブ12の圧電振動子（送信チャンネル）毎に電圧パルスを与える。これにより、超音波信号がプローブ12から放射される。超音波プローブ12から送信された超音波信号は被検体内でビーム状に集束されかつ送信指向性が指令されたスキャン方向に設定される。

【0043】このように、超音波パルス信号は送信ユニット21の駆動によってプローブ12を介して送信されるが、そのタイミングが、送信コントローラ31によって後述するように制御される。送信コントローラ31は本発明の特徴の1つを成す構成要素である。

【0044】被検体内では前述した遅延時間にしたがってビームフォーミングがなされる。送信された超音波パルス信号は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。この反射超音波信号は再びプローブ12で受信され、対応する電圧量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプローブ12から受信チャンネル毎に受信ユニット22に取り込まれる。

【0045】受信ユニット22は、その入力側から順に、プリアンプ、受信遅延回路、および加算器を備える。プリアンプおよび受信遅延回路はそれぞれ、受信チャンネル分のアンプ回路または遅延回路を内蔵する。受信遅延回路の遅延時間は、所望の受信指向性に合わせて遅延時間パターンの信号として与えられる。このため、エコー信号は、受信チャンネル毎に、プリアンプで増幅され、受信遅延回路により遅延時間が与えられた後、加算器で加算される。この加算により、所望の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。送信指向性と受信指向性の性能を総合することにより、送受信の超音波ビームの総合的な性能が得られる。

【0046】受信ユニット22の加算器の出力端は、レシーバユニット23およびBモードDSC24を順に經由して表示データ合成器28に至る。

【0047】レシーバユニット23は、図示しないが、対数増幅器、包絡線検波器、A/D変換器を備える。なお、ハーモニクイメージング法を実施する装置の場合、このレシーバユニット27には、超音波パルス信号の送信周波数の、例えば2倍の高周波成分のみを通過させる帯域通過型フィルタが追加的に装備される。このレシーバユニットにより、受信指向性が与えられた方向のエコーデータがデジタル量で形成され、BモードDSC24に送られる。

【0048】BモードDSC24はエコーデータを超音波スキャンのラスタ信号列からビデオフォーマットのラスタ信号列に変換し、これを表示データ合成器28に送るようになっている。

【0049】イメージメモリ25はBモードDSC24に接続され、このDSCの処理信号（超音波スキャンのラスタ信号列、ビデオフォーマットのラスタ信号列のいずれか）を記録するメモリ素子およびその書込み・読出し制御回路を備える。このメモリ素子に記録されたエコーデータは、イメージング中またはイメージング後においてフレーム単位で読み出される。この読出しデータは、BモードDSC24および表示データ合成器28を経由して表示器29に送られて表示される。

【0050】また、イメージメモリ25の読出し出力端

はTIC演算ユニット26にも接続され、メモリからの読出しデータがその演算ユニット26に取り込み可能になっている。TIC演算ユニット26は、ワークメモリとCPUなどの演算回路とを備え、ワークメモリに読み込んだエコーデータからTIC (Time Intensity Curve) データを演算し、その演算データを表示データ合成器28および、必要に応じて外部出力装置30に出力できるようになっている。これにより、TICデータが表示器29および外部出力装置30に表示または出力される。

【0051】ドブラユニット27は、受信ユニット22で処理される加算エコー信号を受信する。このユニット27は、図示しないが、直交検波器、A/D変換器、クラッタ除去フィルタ、ドブラ偏移周波数解析器、平均速度などの演算器、DSC、カラー処理回路などを備え、ドブラ偏移周波数すなわち血流の速度情報やそのパワー情報などがカラーフローマッピングデータ (CFMデータ) として得られる。このカラーフローマッピングデータは、ドブラユニット27に内蔵のDSCにてノイズキャンセルなどの処理を受けるとともに、その走査方式が変換されて表示データ合成器28に送られる。このカラーフローマッピングデータは、イメージメモリ25に送って記憶させることもできる。

【0052】心拍検出ユニット32は、ECG14から供給されたECG信号を入力し、そのECG波形データを表示データ合成器28に表示用として送出する一方で、心電同期用のR波に同期した心拍信号を作り、この心拍信号を送信コントローラ31に送る。

【0053】表示データ合成器28は、BモードDSC24から送られてくるBモード画像データ (グレースケール画像)、ドブラユニット27から送られてくるCFMモード画像データ (カラーフロー画像)、心拍検出ユニット32から送られてくる心電図波形データ、TIC演算ユニット26の演算データ、および/または所望の設定パラメータを並べる、あるいは重ねるなどの処理によって1フレームの画像データに再構築する。このフレーム画像データは表示器29により順次読み出される。表示器29では、画像データを内蔵D/A変換器でアナログ量に変換し、TVモニタなどのディスプレイに被検体の組織形状の断面像を表示する。

【0054】さらに、送信コントローラ31は、操作パネル13からの操作信号を受けるA/D変換器41およびCPU (中央処理装置) 42のほか、このCPU42に接続されたメモリ43を備える。メモリ43には、本発明に係るフラッシュエコーイメージング法に基づいた間歇送信法のプロトコル (ここでは送信タイミング列を言う) を設定するためのプロトコル、及び、このプロトコルに従ってスキャンシーケンスを実行するプログラムが予め格納されている。CPU42は、A/D・D/A変換器41及びインターフェイス44を介して操作パネ

ル 13、心拍検出ユニット 32、送信ユニット 21、及びイメージメモリ 25 に接続され、後述する図 2、3 に示す処理を行う。

【0055】ここで、本発明に係る間歌送信法のプロトコルの原理を図 2～4 に基づき説明する。

【0056】いま、観察する、即ち血流動態に関する画像を得る心時相のディレイ値 t_0 が適宜な値に設定され、また、本発明に係る間歌送信法のプロトコルとして、例えば間歌送信間隔 t の初期値から最終値までの列が

【数 1】 $t = 0.05, 0.1, 0.15, 0.2, \dots, 0.9, 1, 2, \dots, 4$ (心拍)

の如く設定される。なお、このプロトコルは心拍数を単位として表されているが、これを、時間を単位とするタイミング列に変換してもよい。例えば心拍数 = 60 心拍 / 分であれば、1 心拍は $60 / 60 = 1$ 秒間に相当する。

【0057】このプロトコルは、間歌送信間隔 t が 1 心拍未満の範囲 (図 3 参照) と 1 心拍以上の範囲 (図 2 参照) とに分かれる。

【0058】後者の範囲については従来と同様に、1 心拍の整数倍の時間が間歌送信間隔 t として決められており、ディレイ値 t_0 に同期して各心拍数分の時間経過時に間歇的に送信が指令される。1 心拍目の最初の送信は、その前の 0.9 心拍に対する間歌送信を利用できる。

【0059】一方、1 心拍未満の範囲の間隔列は本発明の特徴を成すもので、図 3 に示す如く、1 つの間歌送信間隔は 2 回の超音波パルス信号の送信により規定され、その間隔が一例としては、徐々に大きくなるように制御される。第 1 回目の送信 (第 1 送信) はスキャン断面上の造影剤 (微小気泡) を消失させるために行われ、第 2 回目の送信 (第 2 送信) は上述した観察時相 t_0 にて画像生成のために行われる。したがって、第 1 送信は微小気泡を消失させるに十分な送信条件 (送信音圧など) で行われればよく、必ずしも、このエコー信号を使って画像生成を行う必要はない。

【0060】間歌送信の間隔を変えるためにタイミングをずらす送信は微小気泡消失用の第 1 送信であって、画像生成用の第 2 送信は指定時相 t_0 に固定される (つまり、常に同一時相で血流動態が観察される)。

【0061】図 3 から分かるように、同図 (a) ～ (c) のケースは $t \leq t_0$ が成立するので、第 1 送信及び第 2 送信の間隔 t を決めることは比較的容易である。すなわち、図 4 (a) に示す如く、R 波 (参照波) を基準とした調整ディレイ値 t_{DELAY} を、

【数 2】 $t_{DELAY} = t_0 - t$

で演算する。そして、R 波のピーク値から「 $t_0 - t$ 」時間後に第 1 送信 : 1 を行い、この後、 t 時間後に第 2 送信を行えばよい (タイプ I の処理)。

【0062】これに対し、同図 (d), (e) のケースは $t \leq t_0$ が成立せず、第 1 送信がいま着目している R 波以前の時間帯に入ってしまうので、第 1 送信及び第 2 送信の間隔 t を決めることは 1 つの R 波に頼ってはいない実現できない。

【0063】そこで、この $t > t_0$ の場合、2 つの R 波に跨った状態で間歌送信の間隔 t を制御する。具体的には図 4 (b) に示す如く、1 心拍前の最初の R 波を基準とした調整ディレイ値 t_{DELAY} を、

10 【数 3】 $t_{DELAY} = T - (t - t_0)$

で演算する。ここで T は心拍周期であり、心拍数が一定であると仮定している。そして、最初の R 波から調整ディレイ値 t_{DELAY} が経過した時点で第 1 送信が指令され、その後、2 番目の R 波の出現を通り越して間隔 t が経過すると、第 2 送信が指令される (タイプ II の処理)。

【0064】これにより、 $t > t_0$ の場合であっても確実に間歌送信の間隔を指定して第 1 及び第 2 送信のタイミングを制御できる。

20 【0065】以上の原理に基づいて設定される間歌送信法のプロトコル、及び、そのプロトコルに基づいて行われるスキャンシーケンスを説明する。

【0066】CPU 42 は、図 5 に示す手順にしたがって、本発明に係るフラッシュエコーイメージング法に基づいた間歌送信法のプロトコルを設定する。

【0067】まず、CPU 42 は、間歌送信法のプロトコルとして、間歌送信間隔が固定タイプのものを使用するか否かを操作ユニット 13 からの操作情報に基づき判断する (ステップ S1)。この判断により YES、すなわち固定タイプのものを使用すると決めたときには、次いでステップ S2～S5 の処理を順次行う。

【0068】ステップ S2 では、CPU 42 は、観察する、即ち血流動態に関する画像を得る心時相のディレイ値 t_0 を操作ユニット 13 の操作情報から入力する。このディレイ値 t_0 は図 2～4 に示す如く ECG 信号の R 波のピーク値時刻からの遅延時間として指定される。ディレイ値 t_0 は例えば 0.2 秒に指定され、心周期の T 波末期に合わせられる。

【0069】次にステップ S3 において、CPU 42 は、予めメモリ 43 に記録してある 1 種類または複数種類のプロトコルの中から所望のプロトコルを選択し、ワークエリアに読み出す。このプロトコルとして、例えば間歌送信間隔 t の初期値から最終値までの列が

【数 4】 $t = 0.05, 0.1, 0.15, 0.2, \dots, 0.9, 1, 2, \dots, 4$ (心拍)

の如く選択される。なお、この間隔 t は心拍数の大きい値から小さい値に変化させてもよい。このプロトコルには、前述した原理にしたがって、本発明の特徴を成す 1 心拍未満の範囲の間隔列が含まれている。なお、これに変えて、間歌送信間隔の初期値及びその増分 (範囲別の

1種類又は複数種類の増分)を指定することで設定してもよい。

【0070】次いでステップS4では、観察時相を規定するディレイ値 t 。がいま設定している値でよいかを判断する。そして、修正する必要があるときはステップS2に戻り、修正の必要なしときには決めたプロトコルをメモリ43に記憶する(ステップS5)。

【0071】一方、ステップS1の判断においてNO、すなわち固定タイプのプロトコルを選択せず、オペレータがマニュアルでプロトコルのパラメータを逐一指定すると判断したときには、CPU42は、ステップS6～S11の処理を順次行う。

【0072】まず、前述した観察時相のディレイ値 t 。を操作情報から入力し(ステップS6)、間歇送信間隔 t の増分 Δt を操作情報から入力し(ステップS7)、さらに間歇送信間隔 t の最大値を操作情報から入力する(ステップS8)。これによりCPU42は、例えば、

【数5】 $t=0.1, 0.2, 0.3, \dots, 0.9, 1, 2, \dots, 4$ (心拍)

といった間隔列(すなわちプロトコル)が設定し、表示器29に表示する(ステップS9)。

【0073】そこで、CPU42はこのようにマニュアルで設定したプロトコルでよいかをオペレータに問い掛け(ステップS10)、OKの情報を得たときにはそのプロトコルをメモリ43に記憶する(ステップS11)。反対に、プロトコルを修正したいときは、ステップS6の処理に戻る。

【0074】次に、CPU42によって実行されるスキャンシーケンスを図6により説明する。

【0075】CPU42は、上述した図5の処理を介して設定された間歇送信法のプロトコル(観察時相のディレイ値 t を含む)をメモリ43から読み出し、そのプロトコルの間歇送信間隔 t の最小値を読み出す(ステップS21、S22)。この最小値読出しは、間隔が最も小さいものから順に間歇送信するためであるが、逆に最大値を読み出し、間隔の大きい方から順に間歇送信を行ってもよい。

【0076】さらにCPU42は、読み出した間隔 t が予め設定されている1心拍値に対して、 $t \geq 1$ 心拍かを判断する(ステップS23)。この判断でNOのときは(間隔 t が1心拍未満のときは)、次いで、その間隔 t と観察時相のディレイ値 t 。とについて、 $t \leq t$ 。かを判断する(ステップS24)。

【0077】この判断において $t \leq t$ 。(YES)が成立するときは、前述した原理に基づきタイプIの一連の処理を行う。すなわち、調整ディレイ値 $t_{DELAY} = t - t$ を演算し(ステップS25)、参照波としてのR波が出現したか否かを心拍信号から判断する(ステップS26)。このR波が出現したときは、かかる出現から調整ディレイ値 t_{DELAY} が経過したか否かを判断

する(ステップS27)。この調整ディレイ値 t

t_{DELAY} が経過すると直ちに、最初の微小気泡消失用の第1送信が送信ユニット21に対して指令される(ステップS28)。

【0078】この結果、送信ユニット21は、適宜に設定された送信音圧などの送信条件の下で、プローブ12を駆動して超音波パルス信号を被検体に送信させる。これにより、スキャン断面上に存在する造影剤(微小気泡)が一旦消失する。

【0079】この後、いま指定されている間歇送信間隔 t が経過したか否かが判断され(ステップS29)、これがYESの判断になると次の観察用の第2送信が送信ユニット21に対して指令される(ステップS30)。

【0080】これにより、送信ユニット21は、今度はイメージング用の送信条件の下で、プローブ12を駆動して超音波パルス信号を被検体に送信させ、この超音波ビームで断面をスキャンする。これにより得られるエコー信号はプローブ12を介して受信ユニット22に送られ、ビームフォーミングされてエコー信号に処理される。このエコー信号は更にレシーバユニット23でBモードの画像データに処理されてBモードDSC24に送られる。BモードDSC24で画像データの走査方式が変換されるとともに、その画像データがイメージメモリ25に格納される。このイメージメモリ25には、いま生成された画像データの間歇送信間隔 t を表す情報が送信コントローラ31から送られてくるので、画像データに対応させてこの間隔 t が記憶される。

【0081】受信ユニット22からのエコー信号はまた、ドブラユニット27にも送られる。このため、ドブラユニット27により血流のカラーフローマッピングデータが生成され、このマッピングデータもBモード画像データ及び間歇送信間隔 t の情報に対応させてイメージメモリ25に記憶される。

【0082】BモードDSC24で生成されたBモード画像データ、ドブラユニット27で生成されたCFMモード画像データ、心拍検出ユニット32から送られてくる心電図波形データなどが表示データ合成器28で再構築され、表示器29にほぼリアルタイムに表示される。このとき、CFMモードの画像は例えばBモードの画像に重畳されて表示される。

【0083】前述のステップS30での第2送信指令の後、CPU42は最終送信か否かを判断し(ステップS31)、この判断でNOの場合には次の間歇送信間隔 t を読み出して(ステップS32)、ステップS23に戻る。

【0084】このステップS23～S31の処理を繰り返している間に、ステップS23で $t > t$ 。(NO)と判断されたときは、前述したタイプIIに対応した一連の処理がステップS33～S38で実行される。

【0085】つまり、前述のように調整ディレイ値 t

$DELAY = T - (t - t_0)$ を演算し (ステップ S 33)、参照波としての最初の R 波が出現したか否かを心拍信号から判断する (ステップ S 34)。この R 波が出現したときは、かかる出現から調整ディレイ値 t_{DELAY} が経過したか否かを判断する (ステップ S 35)。この調整ディレイ値 t_{DELAY} が経過すると直ちに、最初の微小気泡消失用の第 1 送信が送信ユニット 21 に対して指令される (ステップ S 36)。これにより、スキャン断面上の造影剤が前述と同様に一旦、消失される。

【0086】この後、次の R 波が出現したか否かが判断される (ステップ S 37)。そして、この判断で YES (2 つ目の R 波が出現) となるときは次いでこの 2 つ目の R 波出現から観察時相 t 。分の時刻が経過したか否かが判断される (ステップ S 38)。これが YES の判断になると次の観察用の第 2 送信が送信ユニット 21 に対して指令される (ステップ S 39)。これにより、前述と同様に、超音波ビームによる断面上のスキャンが実行され、エコー信号が収集されて B モード及びカラーフローマッピングの画像データが記憶及び表示される。

【0087】なお、このステップ S 36 ~ S 39 の処理において、第 1 送信から間歌送信間隔 t だけ待機して第 2 送信を行ってもよいが、観察時相 t 。を常に一定にすることを優先する場合、2 つ目の R 波から t 。の経過を計測した方が有利である。

【0088】この後、ステップ S 31 に移行して最終送信完了か否かを判断し、この判断で NO のときはステップ S 23 の処理に戻る。そして、ステップ S 23、S 24、S 33 ~ S 39、S 31 の処理ルーチンを繰り返している間に、ステップ S 23 で YES、すなわち間隔 $t \geq 1$ 心拍が判断される。このときには、プロトコルから読み出された間隔 $t =$ 整数値の心拍数に応じて観察時相 t 。に同期した間歌送信が指令される (図 2 参照、ステップ S 40)。これにより、前述と同様に、B モード及び CFM モードの画像データが収集され、間歌送信間隔 t と共に記憶されるとともに、両画像及び心電図波形が表示される。

【0089】そして、ステップ S 31 にて最終送信の指令が完了したと判断されると、CPU 42 は図 6 のスキャンシーケンスの実行を終える。

【0090】一方、TIC 演算ユニット 26 は、例えば、上述したスキャンシーケンスが終了した後の適宜なタイミングで TIC データを得るための演算を行う。スキャンシーケンスが終了すると、イメージメモリ 25 には第 2 送信に伴って得られた画像データが揃っているの、これが TIC 演算ユニット 26 により読み出される。例えば、最初の画像をフリーズ状態で表示し、この画像上の所望の位置に ROI が設定される。

【0091】TIC 演算ユニット 26 は、画像フレーム毎に、ROI 内の画素値に基づき輝度値 (例えば平均輝

度値) を演算し、この離散的な輝度値に基づき TIC 全体をカーブフィッティング処理して滑らかな曲線データを求め、さらに、この曲線データからトータルの血流量や血流の流入速度など、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報を画像化し且つ定量評価する。これにより、図 7 に示す如く、横軸に心拍数 (すなわち時間) をとったとき、ROI 内の輝度値の時間変化を表す TIC データ及び定量評価情報が得られる。このデータ及び情報は、表示データ合成器 28 を介して表示器 29 に表示されるとともに、外部出力装置 30 に保存される。

【0092】図 7 から分かるように、TIC 演算ユニット 26 で演算される輝度値は、従来のように 1 心拍以上の時間範囲に加え、1 心拍未満の時間範囲についても間歌送信間隔に対する計測が行われ、輝度値が得られている。つまり、カーブフィッティング処理の精度にクリティカルな影響を与える 1 心拍未満の時間範囲についても実際の計測値が与えられている。したがって、TIC 演算ユニット 26 によるカーブフィッティング処理の精度が極めて高くなり、前述したティッシュハーモニク成分に殆ど影響されずに、正確に y 軸切片 a_3 、すなわち心拍数 = 0 における極限の輝度値を精度良く推定することができる。

【0093】これは、とりも直さず、1 心拍未満の範囲における輝度値曲線の振る舞いを精度良く求めることができる。したがって、曲線の傾きに相関する ROI 内への血流の流入速度を正確に計測することができ、曲線の平坦到達時の輝度値に拠る ROI 内のトータルの血流量と合わせて、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報を画像化する機能及びそれらの定量評価の機能が存分に発揮される。

【0094】このように、フラッシュエコーイメージング法に基づいた間歌送信法に、間歌送信間隔が短い、とくに 1 心拍以下の領域において、積極的に微小気泡を消失される超音波送信を加味したことで、フラッシュエコーイメージング法の守備範囲を従来法よりも更に拡大でき、造影剤が反射したエコー信号を用いて血管部の血行動態の情報を画像化する機能、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報を画像化する機能、及びそれらの定量評価を目的とした種々の画像処理機能を、より高精度で且つより高精細な状態で発揮させることができる。

【0095】また、この実施形態によれば、図 5 に示す如く、固定されたプロトコルを使用する場合、オペレータは観察時相 t 。を入力し、後はスキャンシーケンスを実行させるだけの操作で済むので、操作の簡単さも維持されている。

【0096】なお、本発明は上述した実施形態の構成に限定されるものではなく、さらに種々の形態で実施することができる。

10

20

30

40

50

【0097】最初の変形形態として、間歇送信間隔を回顧的 (retrospective) に求める構成を提供できる。前述したプロトコル設定のタイプ I のプロセス、すなわち、 $t > t_0$ の場合にディレイ値 $t_{\text{DELAY}} = T - (t - t_0)$ の演算を行うが、このとき心拍周期 T (心拍数) は一定であると仮定していた。しかし、被検体によっては心拍周期 T が一定ではなく、変化することもあるので、そのような場合にも正確な輝度時間曲線が得られるようにしたものである。

【0098】そこで、送信ユニット 21 による第 1 送信及び第 2 送信の実際の間隔を計測するタイマ 51 を設ける。このタイマは、装置内部の既存のタイマや計測手段を兼用してもよい。そして、このタイマ 51 による計測間隔値 t はイメージメモリ 25 に送られる。イメージメモリ 25 は、送られてくる計測間隔値 t が送信コントローラ 31 から与えられてきている指定間隔値 t と異なる場合には、タイマ 51 からの計測間隔値 t に置き換えて記憶する。

【0099】間歇送信法のプロトコルの設定及びこのプロトコルによるスキャンシーケンス制御は前述したと同様に実行される。

【0100】したがって、この構成の場合には、心拍周期 T が一定でない被検体であっても、かかる心拍周期 T

$$t = 0.1, 0.1, 0.2, 0.2, 0.3, 0.3, \dots, \\ 0.9, 0.9, 1.0, 1.0, 2.0, 2.0, \dots, \\ 4.0, 4.0, 5.0, 5.0$$

というように同じ間隔を複数回続ける間隔列を設定してもよい。

【0104】上述した各実施形態およびその変形例は単なる例示であって、本発明の範囲を限定することを意図するものではない。本発明の範囲は特許請求の範囲の記載にしたがって決まるもので、本発明の範囲を逸脱しない範囲において様々な態様の超音波診断装置を実施することができる。

【0105】

【発明の効果】以上説明したように、本願発明に係る超音波診断装置および超音波送信方法によれば、フラッシュエコーイメージング法に基づき、間歇送信間隔を変えて造影剤の染影度を定量化するに際し、とくに、1 心拍以下の短い間隔であっても確実にその送信間隔を制御して間歇送信を行うことができ、これにより、血管部の血流動態の情報やパフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の情報をより高精度且つ高精細に定量化することができる。この結果、血流情報の定量化、鑑別診断に詳細な情報を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 2】1 心拍以上の間歇送信間隔を説明する図。

の変化に影響されない TIC データが図 8 に示す如く計測され、表示される。とくに、1 心拍以下の範囲においては心拍周期 T の変動の影響は大きい、そのような敏感な範囲においても TIC データは回顧的に得られた送信間隔値 t でプロット及び演算される。したがって、心拍周期 T の変動に関わらず、正確な TIC データが得られ、血流の流入速度などの TIC 計測の項目を高精度に定量化できる。

【0101】別の変形形態はプロトコルに関する。前述した実施形態では、間歇送信間隔に心拍数の端数値を設定するのは 1 心拍未満の範囲に限定していたが、例えば、

【数 6】

$$t = 1.0, 1.2, 1.7, 2.0, 2.5, \\ 3.0, 3.5, 4.0$$

といったように、1 心拍以上の範囲についても端数をとる任意の実数値の間隔を設定してもよい。

【0102】また、本発明に係るプロトコルとしては、間歇送信間隔 t に拠る 1 周期の列を複数周期分、繰返して実行する間隔列であってもよい。

【0103】さらに、この繰返しに相当するプロトコルであっても、例えば、

【数 7】

【図 3】1 心拍未満の間歇送信間隔を説明する図。

【図 4】観察時相 t_0 と間歇送信間隔 t の大小関係に応じて場合分けした ECG 波形と時間パラメータとの関係を示す図。

【図 5】送信コントローラによって実行されるプロトコル設定の概略フローチャートを説明する図。

【図 6】送信コントローラによって実行されるスキャンシーケンスを示す概略フローチャート。

【図 7】本発明に基づき得た TIC データをプロットしてカーブフィッティングした様子を説明する図。

【図 8】本発明の別の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 9】別の実施形態に係る、回顧的に得た間歇送信間隔により TIC データをプロットしてカーブフィッティングした様子を説明する図。

【図 10】従来例に基づき得た TIC データをプロットしてカーブフィッティングした様子を説明する図。

【図 11】 ECG 波形と観察時相との関係を説明する図。

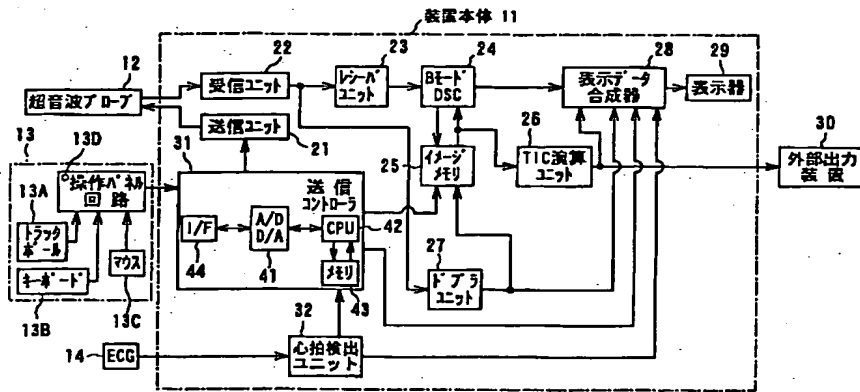
【符号の説明】

- 11 装置本体
- 12 超音波プローブ (送信手段)
- 13 操作パネル (時間間隔設定手段)

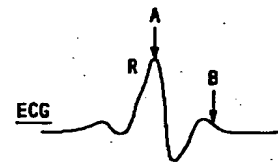
- 21
 14 ECGセンサ (心拍検出手段)
 21 送信ユニット (送信手段)
 22 受信ユニット (受信手段)
 23 レシーバユニット (受信手段)
 24 BモードDSC (データ処理手段)
 25 イメージメモリ (データ処理手段、置換手段)
 26 TIC演算ユニット (測定手段)
 27 ドプラユニット (受信手段)

- 22
 28 表示データ合成器 (データ処理手段)
 29 表示器 (データ処理手段)
 31 送信コントローラ (送信制御手段、時間間隔設定手段)
 32 心拍検出ユニット (心拍検出手段)
 42 CPU
 43 メモリ
 51 タイマ (計測手段)

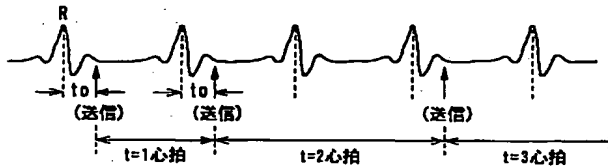
【図1】



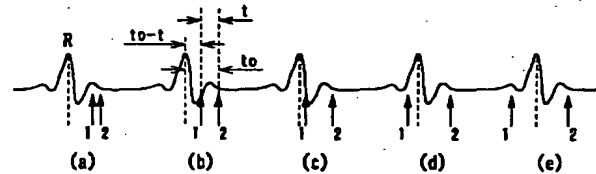
【図11】



【図2】

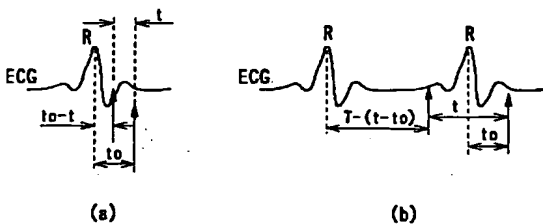


【図3】

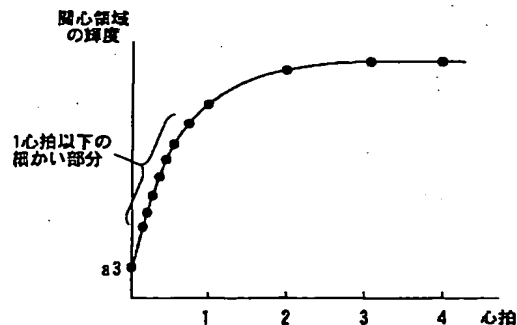


1: 第1送信 (微小気泡消失用)
 2: 第2送信 (画像生成用)

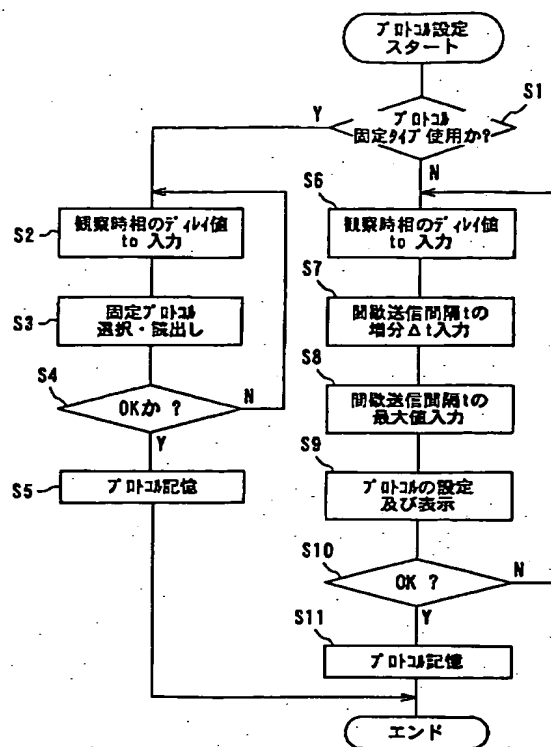
【図4】



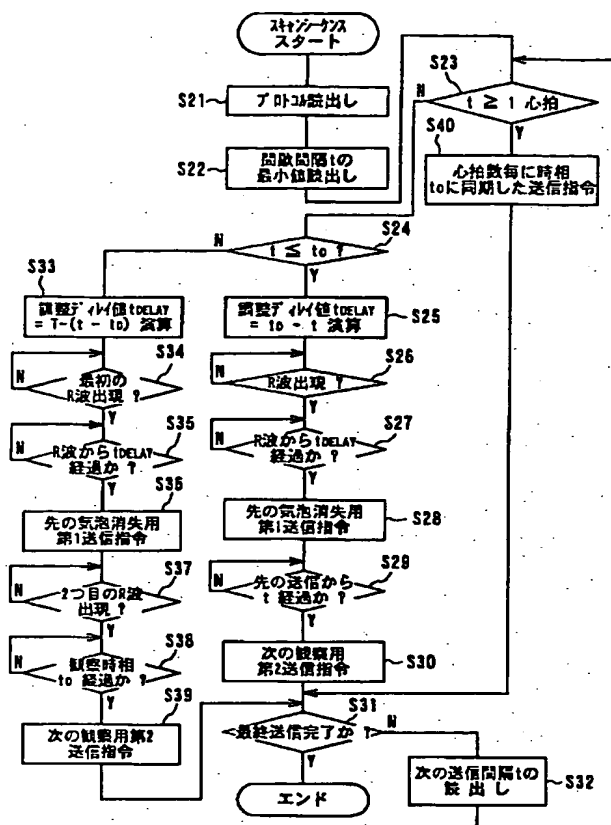
【図7】



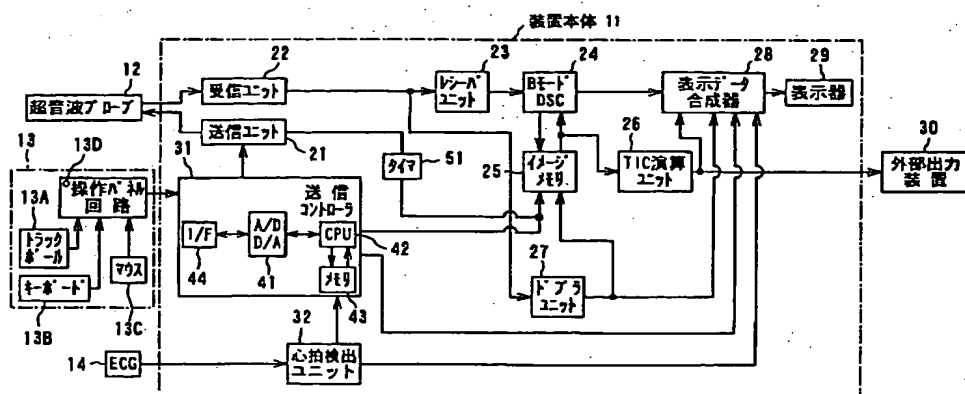
【図 5】



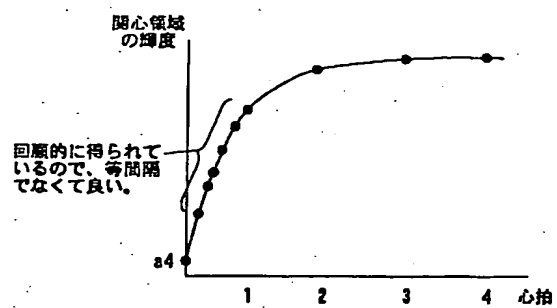
【図 6】



【図 8】



【図 9】



【図 10】

